



⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑯ Offenlegungsschrift
⑯ DE 199 01 963 A 1

⑯ Int. Cl. 6:
G 02 B 21/22
A 61 B 17/00
A 61 B 1/04

⑯ Unionspriorität:
P 10-008518 20. 01. 98 JP
P 10-344464 03. 12. 98 JP

⑯ Erfinder:
Takahashi, Susumu, Hachioji, Tokyo, JP

⑯ Anmelder:
Olympus Optical Co., Ltd., Tokio/Tokyo, JP

⑯ Vertreter:
Tilger, B., Dipl.-Phys. Dr.rer.nat., Pat.-Anw., 64646
Heppenheim

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑯ Stereomikroskop
⑯ Die Erfindung betrifft ein Stereomikroskop zum Beobachten eines Mikroskop-Beobachtungsbildes und eines Monitor-Bildes durch jedes von Okularen, die gemeinsam verwendet werden.
Das Stereomikroskop ist gemäß der Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß es mit einem Monitor-Bilddisplay-System versehen ist, das eine Lichtquelle und Reflexionsdisplays aufweist, so daß jedes Bild der genannten Lichtquelle in der Position der Pupille eines jeden Okulares oder in deren Bereich gebildet wird.

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Stereomikroskop, insbesondere ein chirurgisches Mikroskop, mit dem man ein Mikroskop-Beobachtungsbild und ein Monitor-Bild, wie z. B. ein Endoskop-Bild durch beide Okulare gemeinsam betrachten kann.

Chirurgische Mikroskope dieser Art haben sich bei chirurgischen Operationen bewährt, z. B. bei der Neurochirurgie, Otolaryngologie, Ophthalmologie. Der Grund liegt darin, daß man mit einem solchen Mikroskop die betroffenen Bereiche betrachten kann, was mit einem Mikroskop alleine nicht möglich ist, wie beispielsweise konkave Bereiche, geneigte Flächen und sehr kleine Höhlungen. Ein solches chirurgisches Mikroskop ist beispielsweise aus der japanischen Veröffentlichung Nr. Sho-62-166310 bekannt geworden. Dieses Mikroskop weist eine Hilfsbeobachtungseinrichtung auf, die mit zwei Objektivlinsen und zwei entsprechenden Festkörper-Bildsensoren ausgestattet ist, neben einer Haupt-Objektivlinse des chirurgischen Mikroskops. Von der Hilfsbeobachtungsvorrichtung gewonnene Bilder werden auf dem Monitor wiedergegeben. Dieses Display wird in den Okularteilen des chirurgischen Mikroskops mittels Spiegeln und Relaislinsen eingegeben, so daß das Mikroskop-Bild wie auch das Monitor-Bild durch jedes Okular des chirurgischen Mikroskops betrachtet werden kann.

Wird jedoch der Monitor-Bildschirm (CRT) als Bild-Display verwendet, wie herkömmlicherweise der Fall, so tritt das folgende Problem auf: die Arbeitseffizienz des Mikroskops wird dadurch beeinträchtigt, daß das gesamte Mikroskop ein relativ großes Gewicht aufweist und ein Vorhang (eine Abdeckung, die das Mikroskop gegen Verschmutzung aufweist) aufgeheizt ist, da der Monitor-Bildschirm eine große Wärmemenge entwickelt. Daher ist es denkbar, Transmissions-Flüssigkristalldisplays zu verwenden, die in neuerer Zeit Verbreitung fanden. Ist jedoch ein Bild-Display mit einem Transmissions-Flüssigkristallelement ausgestattet, so hat es zwar ein geringes Gewicht, jedoch ein Gegenlichtsystem. Dies gibt nicht nicht nur eine dunkle Bildebene sowie eine schlechte Farb-Reproduzierfähigkeit, so daß eine Farbänderung des betroffenen Bereiches nicht erkannt wird, sondern es führt auch wegen der großen Wärmemenge zu einem Aufheizen des Vorhangs, was nachteilig ist. Ein weiteres Problem besteht darin, daß das Flüssigkristalldisplay gegenüber dem Monitor-Bildschirm dunkel ist. Der Unterschied der Helligkeit zwischen dem Mikroskop-Beobachtungsbild und dem Endoskop-Beobachtungsbild ist derart groß, daß das Display kaum zu erkennen ist. Im Falle des Transmissions-Flüssigkristallelements läßt sich das Bild-Display aufgrund seiner erheblichen Dicke nicht direkt in den Okularteil einbeziehen. Außerdem sind auf dem Transmissions-Flüssigkristallelement jegliche Tüpfel leicht erkennbar, was die Auflösung beeinträchtigt.

Der Erfundung liegt die Aufgabe zugrunde, ein chirurgisches Mikroskop anzugeben, das die genannten Nachteile des Standes der Technik nicht aufweist. Diese Aufgabe wird durch die Merkmale von Anspruch 1 gelöst.

Die Erfindung ist anhand der Zeichnungen näher erläutert. Darin ist im einzelnen folgendes dargestellt:

Fig. 1 ist eine schematische Ansicht des chirurgischen Mikroskops gemäß der Erfindung in seinem Gesamtaufbau.

Fig. 2 ist eine Frontansicht der optischen Einrichtung im Bereich des Okularsystems und des optischen Monitor-Bildprojektors gemäß einer ersten Ausführungsform.

Fig. 3 ist eine Ansicht vom oberen Teil der optischen Einrichtung gemäß Fig. 2.

Fig. 4 veranschaulicht, daß die Justierung eines interpupillaren Abstandes in einem binokularen Linsentubus des chirurgischen Mikroskops gemäß der ersten Ausführungs-

form aus einem Jentzsch-System gebildet ist.

Fig. 5 ist eine Einzelansicht, die jedes optische Monitor-Bildprojektorsystem der ersten Ausführungsform zeigt.

Fig. 6 (a) und (b) sind Ansichten, die die optischen Prinzipien des chirurgischen Mikroskops gemäß der ersten Ausführungsform in solchen Fällen darstellen, in welchen jedes optische Bildsystem in normaler Position angeordnet und jeweils entlang der optischen Achse bewegt wird.

Fig. 7 zeigt das linke und das rechte Okularbild des chirurgischen Mikroskops im optischen Projektionssystem der ersten Ausführungsform.

Fig. 8 veranschaulicht in einer Frontansicht das Verhältnis zwischen der Konstruktion einer Lichtquelle zum erhaltenen eines farbigen Monitor-Bildes und dem Pupillendurchmesser eines jeden Okulars.

Fig. 9 veranschaulicht eine zweite Ausführungsform der Erfindung; hierbei ist ein Licht-Blockierelement in einem bewegten Teil eines jeden optischen Bildprojektionssystems der ersten Ausführungsform angeordnet.

Fig. 10 zeigt eine dritte Ausführungsform der Erfindung, wobei ein bewegliches Prisma im bewegten Teil eines jeden optischen Bildprojektionssystems der ersten Ausführungsform angeordnet ist.

Fig. 11 zeigt eine optische Anordnung des Umfeldes des optischen Okularsystems und des optischen Bildprojektionssystems des chirurgischen Mikroskops bei einer vierten Ausführungsform der Erfindung.

Fig. 12 erläutert, daß die Justierung des interpupillaren Abstandes im binokularen Linsentubus des chirurgischen Mikroskops, so wie bei der vierten Ausführungsform benutzt, eine Jentzsch-System ist.

Fig. 13 ist eine rechtsseitige Ansicht des Gegenstandes von Fig. 12.

Fig. 14 ist eine Ansicht des Gegenstandes von Fig. 12 von unten her.

Fig. 15 ist eine Einzelansicht, die jedes optische Okularsystem sowie das Umfeld eines jeden Augenpunktes des chirurgischen Mikroskops bei einer fünften Ausführungsform der Erfindung veranschaulicht.

Fig. 16 (a), (b), (c) sind Ansichten eines binokularen Linsentubus bzw. eines Querschnitts hiervon bzw. eines Okularbildes des chirurgischen Mikroskops einer sechsten Ausführungsform der Erfindung.

Fig. 17 ist eine Schnittansicht des binokularen Linsentubus des chirurgischen Mikroskops bei einer siebten Ausführungsform der Erfindung.

Fig. 18 ist eine Ansicht wesentlicher Teile des binokularen Linsentubus des chirurgischen Mikroskops in einer achten Ausführungsform der Erfindung.

Fig. 19 (a), (b), (c) zeigen einen Okular-Linsentubus bzw. dessen Querschnitt bzw. jedes Okularbild des chirurgischen Mikroskops einer neunten Ausführungsform der Erfindung.

Erste Ausführungsform

Fig. 1 zeigt den gesamten Aufbau der ersten Ausführungsform des chirurgischen Mikroskops gemäß der Erfindung. Das Mikroskop ist derart gestaltet, daß das Mikroskop-Beobachtungsbild und das Endoskop-Bild als Monitor-Bild gleichzeitig durch jedes Okular gemeinsam betrachtet werden können. Im einzelnen ist ein chirurgischer Mikroskopkörper 1 dargestellt, ein Binokular-Linsentubus 2 des chirurgischen Mikroskops zur Aufnahme eines Monitor-Bilddisplay Systems, das noch später beschrieben werden wird, eine Lichtquelle 3 des chirurgischen Mikroskops und eine Lichtführung 4 zum Einführen des Beleuchtungslichts von der Lichtquelle 3 in den Mikroskopkörper 1. Es ist ferner ein Endoskop 5 vorgesehen (im allgemeinen wird ein

starres Mikroskop verwendet); ein Kamera-Adapter 6 zur Aufnahme von Abbildungslinsen sowie eines Feststoff-Bildsensors, wie z. B. eines CCD-Sensors, befestigt am Okularteil des Endoskops 5 bei Gebrauch; eine Kamera-Regeleinheit 7, die an den Adapter 6 mittels eines Leiters 8 angeschlossen ist; einen Leiter 9 zum Einspeisen des Bildsignals eines Endoskop-Beobachtungsbildes vom Kameraregler 7 in das Monitor-Bilddisplay System; eine Lichtquelle 10 für das Endoskop; eine Lichtführung 11 zum Übertragen von Beleuchtungslicht von der Lichtquelle 10 vom distalen Ende des Endoskops; einen zu betrachtenden Teil oder Bereich, z. B. eines menschlichen Körpers, mit einer feinen Höhlung 12a, die mit dem chirurgischen Mikroskop nicht betrachtet werden kann; und schließlich den Benutzer 13, der ein Chirurg sein kann.

Es ist schematisch in einem Kreis 14 ein Beobachtungsfeld des chirurgischen Mikroskops dargestellt. Dabei ist ein Endoskop-Bild 16 derart wiedergegeben, daß es einen Teil eines Mikroskop-Beobachtungsbildes 15 überlappt, angezeigt über den gesamten Bereich des Beobachtungsfeldes 14. Da das Endoskop-Bild 16 üblicherweise in einem Kreis auf einem Monitorschirm von rechteckiger Gestalt wiedergegeben wird, beinhaltet das Bild einen dunklen, es umgebenden Teil. Das Endoskop-Bild 16 kann jedoch auf dem gesamten Bildschirm wiedergegeben werden.

Wie in der Figur dargestellt wird auf diese Weise das Endoskop-Bild 16 beispielsweise im oberen rechten Eckbereich des Beobachtungsfeldes 14 wiedergegeben. Das Beobachtungsfeld 14 ist derart gestaltet, daß das Mikroskop-Bild 15 stets im Bereich des Zentrums des Beobachtungsfeldes 14 beobachtet werden kann. Das Mikroskop-Bild 15 als Hauptbeobachtungsbild ist mit dem Endoskop-Bild 16, das die Rolle einer Führung spielt, kompatibel. Die Display-Position des Endoskop-Bildes 16 läßt sich in geeigneter Weise aus dem Zentrum verschieben, so wie beispielsweise zum oberen rechten Eckbereich des Beobachtungsfeldes 14.

Die Fig. 2-6 dienen der Erläuterung des optischen Systems des binokularen Linsentubus 2. Fig. 2 zeigt die gesamte Anordnung eines optischen Systems mit binokularem Linsentubus. Fig. 3 zeigt die Anordnung des optischen Systems zum Beobachten der Monitor-Bilder und Fig. 4 ist eine Draufsicht hierauf. Die Fig. 5 und 6 dienen der Erläuterung der Funktionen der optischen Systeme der Fig. 3.

In Fig. 2 erkennt man einen optischen linken und rechten Strahlengang 201, der aus einem optischen Objektivsystem und einem variablen Vergrößerungssystem austritt, die hier nicht dargestellt sind. Man erkennt ferner optische Abbildungssysteme 202 zum konvergieren lassen von nahezu parallelen Lichtstrahlen, die entlang optischer Beobachtungsstrahlengänge 201 austreten, um die Mikroskop-Beobachtungsbilder 15 zu bilden. Man erkennt Drehsiegel 203, Trapezprismen 204, jeweils mit drei Reflexionen, bewegliche Spiegel 205, 206, Bildpositionen der optischen Abbildungssysteme 202 sowie optische Okularsysteme 207. Obgleich alle Bildpositionen 206 so erscheinen, als ob ein optisches Element wie eine Glaspalte dort angeordnet ist, kann dort beispielsweise eine Fadenkreuzplatte oder Strichplatte angeordnet werden, oder es kann ein Luftbild, d. h. ein im Raum erzeugtes Bild, an jener Stelle erzeugt werden, wo lediglich eine Sehfeldblende angeordnet ist. Aus Gründen der Vereinfachung sind optische Systeme zur Monitor-Bildbeobachtung in Fig. 2 weggelassen. Sie erscheinen in den Fig. 3 und 4.

Die Justierung des interpupillaren Abstandes im binokularen Linsentubus 2, so wie durch die Pfeile in Fig. 2 veranschaulicht, wird derart durchgeführt, daß die Spiegel 205, die unmittelbar vor dem linken und dem rechten Okular 207 des optischen binokularen Linsentubussystems des Mikro-

skops angeordnet sind, in entgegengesetzten Richtungen bewegt werden; die Okulare 207 werden gemeinsam mit den Spiegeln 205 bewegt. Gleichzeitig werden sie in vertikaler Richtung bewegt, so daß eine Änderung der Länge des optischen Strahlenganges durch die Bewegung der Spiegel 205 nicht herbeigeführt wird, wobei ein Abstand zwischen dem linken und dem rechten Augenpunkt verändert wird. Dieses Justiersystem wird im allgemeinen als Jentzsch-System bezeichnet; die Erfindung ist jedoch hierauf nicht beschränkt.

Es versteht sich, daß das Justiersystem für den interpupillaren Abstand, das sogenannte Siedentopf-System, derart verwendet werden kann, daß die linke und die rechte optische Achse durch optische Elemente verschoben werden, beispielsweise durch Trapezprismen, die um die optische Achse verschwenkbar sind; die Okulare werden auf den verschobenen optischen Achsen angeordnet, so daß der interpupillare Abstand durch Verschwenken der optischen Elemente justiert wird.

Die Fig. 3 und 4 zeigen optische Systeme zum Eingeben der Monitor-Bilder in die Bildpositionen 206. In diesen Figuren sind alle optischen Systeme unterhalb der Bildpositionen 206 in Fig. 2 weggelassen. Es sind zwei Reflexionsdisplays 209 zum Wiedergeben von Elektronenabbildungen dargestellt, d. h., die Endoskop-Bilder gemäß den Bildsignalen vom Kameraregler 7. Man erkennt eine Lichtquelle 210 zum Beleuchten des Displays 209, Beleuchtungslinsen 211 und Polarisations-Strahlenteiler 212. Man erkennt optische Bildprojektionssysteme 213, deren jedes einen festen Teil 216 umfaßt (siehe Fig. 6), aufgebaut aus einem optischen Collimator System 214 und einem Prisma 215, sowie einen bewegten Teil 220 (siehe Fig. 6), aufgebaut aus einem optischen Abbildungssystem 217 sowie Prismen 218 und 219.

Fig. 5 zeigt jedes der in Fig. 3 dargestellten optischen Systeme, das entlang der optischen Achse vorliegt.

Fig. 6 zeigt ein optisches System, bei welchem lediglich der optische Strahlengang zum Abbilden des Monitor-Bildes aus Fig. 5 genommen ist.

Das von der Lichtquelle 210 austretende Licht wird durch jede der Beleuchtungslinsen 211 nahezu parallel gemacht und durch den Polarisations-Strahlenteiler 212 hindurchgeschickt, um das Reflexionsdisplay 209 anzustrahlen. Da das reflektierte Licht, dessen Intensität moduliert wird durch das auf dem Display 209 wiedergegebene Bild die Polarisationsorientierung gleichzeitig ändert, wird es durch den Polarisations-Strahlenteiler 212 reflektiert und erreicht das optische Collimator System 214. Das von jedem Display 209 regelmäßig reflektierte Licht wird einmal durch das optische Collimator System 214 an einer Position 221 gebündelt (siehe Fig. 5), um das Primärbild der Lichtquelle zu bilden. Licht für das auf jedem Display 209 abgebildete Bild wird durch das optische Collimator System 214 in einen nahezu parallelen, afokalen Strahl umgewandelt, der durch Prisma 215 geneigt gebrochen wird und das optische Abbildungssystem 217 erreicht. Das optische Abbildungssystem 217 erhält diesen Strahl und bildet das Bild 15, das auf dem Display 209 in der Position 206 durch die Brechungsprismen 218 und 219 wiedergegeben wird. Auf diese Weise beobachtet der Betrachter 13 dieses Bild durch jedes Okular 207. Andererseits wird Licht für ein Lichtquellenbild regelmäßig durch jedes Display reflektiert und in einen nahezu parallelen Strahl durch jedes optische Abbildungssystem 217 umgewandelt, so daß das Okular 207 diesen Strahl aufnimmt, um das Bild der Lichtquelle 210 in der Position seiner Austrittspupille abzubilden. In diesem Falle tritt das Licht für die Lichtquelle wenigstens durch jede Pupille. Somit ist es möglich, das Mikroskop-Bild und das Endoskop-Bild gleichzeitig zu betrachten. Durch Einstellen einer Projektions-

onsvergrößerung derart, daß das Bild der Lichtquelle nicht aus der Pupille austritt, wird Beleuchtungslicht wirksam für die Beobachtung ausgenutzt, und man erzielt helle Bilder. Wird das Reflexionsdisplay verwendet, so läßt sich demgemäß Licht von einer Kurzzeit-Lichtquelle (minute light source) ausbreiten, um das Display 209 zu beleuchten. Demgemäß ist es nicht notwendig, ein System mit von hinten einfallendem Licht zu verwenden, so wie bei einem herkömmlichen Transmissions-Display. Demgemäß lassen sich die Displays leicht in das Mikroskop einbeziehen. Wird eine hochwirksame Lichtquelle verwendet wie ein LED, so wird darüberhinaus weniger Wärme erzeugt.

Der sich bewegende Teil 220 des optischen Bildprojektionssystems ist derart aufgebaut, daß beim Justieren des interpupillaren Abstandes jedes Okular 207 zusammen mit der Bildposition 206 bewegt wird. Ein Lichtstrahl, der den festen Teil 216 und den beweglichen Teil 220 miteinander verbindet, ist afokal, und die Richtung der optischen Achse 222 fällt mit der Richtung der Bewegung des bewegten Teiles 220 zusammen. Selbst dann, wenn der bewegte Teil 220 dahingehend bewegt wird, daß er den interpupillaren Abstand justiert, so verlängert und verkürzt sich lediglich der afokale Strahlengang, wie in den Fig. 6 (a) und (b) gezeigt ist. Die Position und der Focus-Zustand des Endoskop-Bildes 16 im Feld bleiben unverändert. Wird bei der ersten Ausführungsform die Justierung des interpupillaren Abstandes durchgeführt, so ist ein zu bewegendes optisches System lediglich ein Teil eines jeden optischen Systems zum Projizieren des Monitor-Bildes. Die Re-Justierung der Position des bei der Justierung des interpupillaren Abstandes eingeschlossenen projizierten Bildes ist nicht erforderlich. Somit ist bei der ersten Ausführungsform die Beobachtung zweier Bilder durch ein einziges Okular bei Justierung des interpupillaren Abstandes kompatibel.

Wird ein chirurgisches Mikroskop, wie oben erwähnt, in Kombination mit Endoskop 5 verwendet, um das Innere der feiner: Höhlung 2a des befallenen Teiles 12 zu betrachten, was mit einem chirurgischen Mikroskop alleine nicht möglich ist, so wird eine Elektronenabbildung, die vom Endoskop 5 aufgenommen wurde, auf jedem der Displays 209 der optischen Bildprojektionssysteme wiedergegeben. Dabei werden die Elektronenabbildungen, die auf den Displays 209 wiedergegeben werden, in die linke und rechte Okular-Bildecke projiziert, entsprechend der Justierung des interpupillaren Abstandes des binokularen Linsentubus 2 im chirurgischen Mikroskop. Auf diese Weise ist es möglich, ein chirurgisches Mikroskop zu schaffen, das es dem Betrachter ermöglicht, das Mikroskop-Bild 15 und das Endoskop-Bild 16 gleichzeitig im Beobachtungsfeld 14 zu beobachten, abgeleitet von dem linken bzw. dem rechten Okular 207 (Fig. 3) des chirurgischen Mikroskops, ungeachtet der Justierung des interpupillaren Abstandes. Weiterhin wird das Endoskop 5 ersetzt durch ein Stereoendoskop, mit dem eine stereoskopische Beobachtung möglich ist. Die Endoskop-Abbildungen 16 für das linke und das rechte Auge, die somit verfügbar sind, werden auf den Displays 209 für das linke und das rechte Auge der optischen Abbildungsprojektionssysteme 213 wiedergegeben. Demgemäß wird eine stereoskopische Beobachtung nicht nur bezüglich des Mikroskop-Bildes 15, sondern auch bezüglich des Endoskop-Bildes 16 möglich.

Bei diesem Mikroskop sind die Displays 209 sowie die optischen Collimator Systeme 214, die relativ viel Raum im binokularen Linsentubus 2 einnehmen, die Polarisations-Strahlenteiler 212, die Lichtquelle 210 und die Prismen 215 ortsfest, wie in den Fig. 3 und 4 gezeigt. Somit braucht für die Bewegung des binokularen Linsentubus 2 kein besonderer Raum bereitgestellt zu werden. Auf diese Weise erhält

man ein chirurgisches Mikroskop, das sowohl eine hohe Arbeitseffizienz hat als auch einen geringen Bauraum beansprucht, zusätzlich zu den oben genannten Vorteilen.

Fig. 7 zeigt die linke und die rechte Mikroskop-Okularabbildung in den optischen Abbildungs-Projektionssystemen. Wie man aus diesen Figuren erkennt, projiziert jedes optische Projektionssystem 213 eine Elektronenabbildung des Displays 209, nämlich der Endoskop-Abbildung 16 im oberen, rechten Eckbereich der linken und rechten Mikroskop-Okularabbildungen, so daß das Mikroskop-Beobachtungsbild 15 stets im Bereich des Zentrums des Mikroskop-Beobachtungsfeldes beobachtet werden kann.

Hierdurch erhält das Mikroskop-Bild 15 als Hauptbeobachtungsbild, das mit dem Endoskop-Bild 16 kompatibel ist, 15 eine Führungsrolle. Ein zu beobachtender Gegenstand, 16 gesehen im Bereich des Zentrums des Mikroskop-Beobachtungsfeldes, ist ein Fokussierpunkt für das Mikroskop mit einer Autofokus-Funktion; demgemäß wird das Mikroskop-Beobachtungsbild 15 stets im Zentrum des Mikroskop-Beobachtungsfeldes betrachtet. Bei der ersten Ausführungsform stellt der Bereich des Zentrums des Mikroskop-Beobachtungsfeldes kein Hindernis bezüglich der Benutzung der Autofokus-Funktion dar, mit welchem das Mikroskop-Beobachtungsbild 15 beobachtet werden kann. Obgleich bei 20 dieser Ausführungsform die auf jedem Display 209 wiedergegebene Elektronenabbildung auf jede der rechten und linken Okular-Bildecken des Mikroskopes projiziert wird, kann das Bild auf eine der beiden – linken oder rechten – Okular-Bildecken projiziert werden.

30 Da das in Fig. 7 gezeigte Diagramm auch zur Veranschaulichung der zweiten Ausführungsform dienen kann, die später noch beschrieben werden soll, ist der Umfang einer jeden der Endoskop-Abbildungen 16 von kreisförmiger Gestalt schwarz dargestellt. Dieser Bereich erscheint jedoch 35 dunkel oder als Mikroskop-Abbildung, gebildet aus einem Mikroskop-Strahl, der vom Hintergrund des Prismas 219 kommt, je nach den Eigenschaften des Prismas 219.

Die erste Ausführungsform verwendet ein sogenanntes Feld-Folgesystem (field sequential system), um Farbabbildungen wiederzugeben. Wird auf jedem Display 209 ein Farbbild wiedergegeben, so muß die Lichtquelle 219 die drei Primärfarben Blau, Grün, Rot emittieren. In diesem Falle wird beispielsweise eine Vorrichtung als Lichtquelle 210 verwendet, bei welcher LED parallel und nah beieinander angeordnet sind und Blau, Grün und Rot emittieren. Man muß lediglich aufeinanderfolgend Licht dieser Farben derart emittieren, daß eine Synchronisation mit einer Feld-Folgeabbildung hergestellt wird, die auf dem Display 209 erscheint. Eine solche Lichtquelle ist leicht und trägt aufgrund ihrer kompakten Bauweise zur raumsparenden Konstruktion des gesamten Mikroskops bei. Gleichzeitig verhindert sie, daß die Temperatur des binokularen Linsentubus des chirurgischen Mikroskops über ein erlaubtes Maß ansteigt. In diesem Falle wird die Anordnung auch derart getroffen, daß jediges emittierte Licht der drei Primärfarben durch den Pupillendurchmesser eines jeden Okulars 207 hindurchtritt, und daß damit das Farbbild erhalten wird. Das Lichtquellenbild einer jeden Farbe wird im Pupillendurchmesser abgebildet, wodurch die Arbeitseffizienz des Lichtes gesteigert und ein helles Bild erhalten wird. Werden mehrere Lichtemitter individueller Primärfarben, so wie in Fig. 8 gezeigt, in einer Ebene angeordnet, so daß das gesamte Quellenbild größer als die Pupille des Okulars 207 ist, so ist das Quellenbild der einzelnen Farben in der Pupille enthalten, obgleich das optische System nicht ganz ausgerichtet ist. Auf diese Weise erhält man ein helles Farbbild, das bezüglich der Farbe gleichförmig und bezüglich der Farb-Reproduzierfähigkeit gut ist. Obgleich in Fig. 8 die lichtemitt-

tierenden Teile der drei Primärfarben in unterschiedlichen Formen wiedergegeben sind, so veranschaulicht diese Ansicht dennoch den Unterschied der Farben und bringt nicht zum Ausdruck, daß die Gestalten der jeweiligen lichtemittierenden Teile mit den Farben variieren. Wird jede Pupille des Betrachters, vorgesehen in der Pupillenposition, in mehr oder minder geringem Maße in einer Richtung normal zur optischen Achse verschoben, so kann das Bild aufgrund von Änderungen der Intensität der einzelnen, in die Pupille eintrtenden Farben flimmern oder flackern. Um diesen Nachteil zu verringern, kann ein Diffusor-Element vor die Lichtquelle für die einzelnen Farben platziert werden, um die Positionen der lichtemittierenden Teile gleichförmig zu machen, obgleich eine gewisse Lichtmenge verlorengeht. In diesem Falle kann daran gedacht werden, einen Diffusor als Lichtquelle zu verwenden.

Als Elektronenabbildung, wiedergegeben auf jedem Display 209, kann ein Bild von einem photographischen System wiedergegeben werden, beispielsweise von einer Videokamera, wie auch das Endoskop-Bild oder ein Bild aus Computergrafik, ein Wellenform-Bild, wie ein solches, das auf einem Nervenmonitor wiedergegeben wird, erforderlich für chirurgische Operationen, oder eine andere Elektronenabbildung kann direkt wiedergegeben werden.

Die erste Ausführungsform verwendet ein Reflexions-Flüssigkristalldisplay als Reflexionsdisplay. Weiterhin wird ein Reflexions-ferroelektrisches Flüssigkristalldisplay verwendet, das eine gute Ansprechempfindlichkeit aufweist, um die Bildqualität zu steigern. Die Erfindung ist jedoch nicht auf jegliche Art von Display beschränkt. Es kann jede andere Art von Reflexionsdisplay verwendet werden.

Zweite Ausführungsform

Fig. 9 zeigt die zweite Ausführungsform, bei welcher eine Licht-Blockiereinrichtung im bewegten Teil eines jeden optischen Bild-Projektionssystems der ersten Ausführungsform angeordnet ist. In dieser Figur erkennt man das Licht-Blockierelement 17, ein Prisma 18 sowie die Pupille 19 des Betrachters. Man erkennt ferner einen Abbildungspunkt O. Bei dieser Ausführungsform wird das Licht-Blockierelement 17 zum Blockieren eines Teiles des Mikroskopstrahles im bewegten Teil 220 angeordnet (Fig. 6), der entsprechend der Justierung des interpupillaren Abstandes des binokularen Linsentubus 2 eines jeden optischen Bild-Projektionssystems 213 der ersten Ausführungsform bewegt wird. Das optische Bild-Projektionssystem 213 wird derart angeordnet, daß ein Teil ohne Bild in einem Teil des Mikroskop-Beobachtungsbildes 15 erzeugt wird (7), und zwar durch das Licht-Blockierelement 17; das auf dem Display 209 wiedergegebene Bild wird auf diesen Teil projiziert.

Bei der zweiten Ausführungsform wird das lichtblockierende Element 17 auch als Reflexionselement verwendet, um eine Lichtstrahl von jedem Display 209 zu reflektieren, um im binokularen Linsentubus 2 Raum zu sparen. Da es sich vermeiden läßt, daß das Mikroskop-Beobachtungsbild 15 und das Endoskop-Bild 16 einander überlappen, läßt sich mit dieser Konstruktion ein scharfes, gleichzeitiges Beobachtungsbild für den Betrachter 13 herstellen. Ist das auf jedem Display 209 wiedergebende Monitor-Bild jedoch ein anderes als das Endoskop-Bild, beispielsweise das Wellenform-Bild, wie jenes, das auf dem Nervenmonitor wiedergegeben wird, so gibt es auch hier kein Problem, selbst dann, wenn das Bild dem Mikroskop-Beobachtungsbild 15 überlagert wird. Das Licht-Blockierelement 17 zum blockieren eines Teiles des Lichtstrahles des chirurgischen Mikroskops läßt sich daher durch einen Halbspiegel ersetzen. In diesem Falle kann ein monotonen Bild ausreichend sein. Demge-

mäß muß lediglich eine Lichtquelle für weiße Farbe oder eine einzelne Lichtquelle, wie eine LED für monochromatisches Licht verwendet werden, statt einer Lichtquelle für Rot, Grün und Blau.

Dritte Ausführungsform

Fig. 10 zeigt die dritte Ausführungsform, bei welcher ein bewegliches Prisma im beweglichen Teil 220 eines jeden optischen Bild-Beobachtungssystems 213 der ersten Ausführungsform angeordnet ist. Man erkennt ein bewegliche Prisma 20, das aus der mittels ausgezogener Linien dargestellten Position in die mittels gestrichelter Linien dargestellte Position verbracht werden kann. Insbesondere läßt sich Prisma 20, entsprechend Prisma 219 der ersten Ausführungsform, vom Betrachter 13 willkürlich bewegen. Das Endoskop-Bild 16 wird damit in das Beobachtungsfeld 14 des Betrachters projiziert, abgeleitet von jedem Okular 207 des chirurgischen Mikroskops, und mit der Bewegung des Prismas 20 außerhalb des Beobachtungsfeldes verbracht. Entschließt sich der Betrachter bei dieser Konstruktion, auf das Endoskop-Bild 16 zu verzichten, so kann er das Endoskop-Bild 16 aus dem Beobachtungsfeld verschieben.

Vierte Ausführungsform

Fig. 11 zeigt eine optische Anordnung einer vierten Ausführungsform des binokularen Linsentubus des chirurgischen Mikroskops in jenem Falle, in welchem das optische System von Fig. 2 jenem von Fig. 4 überlagert wird. Diese Ausführungsform weist dieselbe Anordnung wie die erste Anordnung auf, ausgenommen dessen, daß die Linsenanordnung eines jeden optischen Collimator Systems 214 und die Position eines jeden optischen Abbildungssystems 217 anders sind. Die Funktion und der Effekt des gesamten optischen Systems der vierten Ausführungsform sind jedoch dieselben wie bei der ersten Ausführungsform. Für im wesentlichen gleiche optische Elemente sind dieselben Bezugssymbole verwendet, wie bei der ersten Ausführungsform, um eine unnötige Beschreibung zu vermeiden.

Fig. 12 zeigt eine optische Anordnung der vierten Ausführungsform entsprechend Fig. 2.

Fig. 13 ist eine rechtsseitige Ansicht von Fig. 12.
Fig. 14 ist eine Ansicht des Gegenstandes von Fig. 12 von unten.

In den Fig. 11-13 bezeichnen ausgezogene und gestrichelte Linien der optischen Elemente Positionen vor und nach dem Verschieben dieser Elemente im Zuge der Justierung des interpupillaren Abstandes im binokularen Linsentubus 2.

Fünfte Ausführungsform

Fig. 15 zeigt die Einzelheiten eines jeden optischen Okularsystems des chirurgischen Mikroskops sowie das Umfeld des Augenpunktes der fünften Ausführungsform des chirurgischen Mikroskops. Man erkennt in dieser Ausführungsform eine Austrittspupille 223, gebildet aus dem optischen, mikroskopischen System, sowie eine Austrittspupille 224, gebildet aus dem optischen Bild-Projektionssystem. Bei dieser Ausführungsform sind die Austrittspupille 223, gebildet aus dem optischen Mikroskopssystem, und die Austrittspupille 224, gebildet aus dem optischen Bild-Projektionssystem, durch jedes Okular 207 der ersten Ausführungsform, in derselben Position überlagert. Der Durchmesser der Austrittspupille 224 ist größer als jener der Austrittspupille 223. Verbringt der Betrachter 13 sein eines Auge zum Augenpunkt 208, um das Mikroskop-Beobachtungsbild 15 zu be-

obachten, so kann er bei dieser Konstruktion das Mikroskop-Beobachtungsbild 15 betrachten sowie die Elektronen-Abbildungen auf dem Display 209, projiziert auf die Mikroskop-Okular-Bildebene, d. h., das Endoskop-Bild 16, und zwar gleichzeitig. Da die fünfte Ausführungsform derart gestaltet ist, daß die Austrittspupille 224 einen größeren Durchmesser als die Austrittspupille 223 hat, und außerdem einen größeren Durchmesser als die menschliche Pupille (2,5 mm), so lassen sich beide Bilder bei fast derselben Helligkeit betrachten, zusätzlich zu dem Vorteil des Reflexions-displays 209.

Sechste Ausführungsform

Die Fig. 16 (a), (b) und (c) sind perspektivische Ansichten, die einen binokularen Linsentubus, dessen Querschnitt sowie jedes Okularbild des chirurgischen Mikroskops zeigen. Bei dieser Ausführungsform ist ein Gehäuse 2' vorgesehen. Dieses kann aus einer Richtung senkrecht zur optischen Achse (durch Pfeil veranschaulicht) in einen Raum zwischen den Okularen 207 und den optischen Abbildungssystemen 202 innerhalb des binokularen Linsentubus 2 eingeführt werden. Die Reflexionsdisplays 209, die Polarisations-Strahlenteiler 212, die aus LEDs aufgebauten Beleuchtungsflächen 210 sowie die Feldlinsen 201' (condenser lenses) sind in das Gehäuse 2' fest einbezogen. Wird Gehäuse 2', so wie in Fig. 16 (b) gezeigt, in den binokularen Linsentubus 2 eingeführt, so wird jedes Monitor-Bild, nämlich Endoskop-Bild 16, wie in Fig. 16 (c) gezeigt, auf das Beobachtungsbild 14 projiziert. Bei dieser Konstruktion läßt sich Gehäuse 2' nach oben ausziehen, um die Displays 209 aus den optischen Beobachtungsstrahlengängen des Mikroskops zu entfernen. Nunmehr ist es möglich, lediglich das Mikroskop-Beobachtungsbild 15 zu betrachten.

Siebte Ausführungsform

Fig. 17 zeigt die siebte Ausführungsform des chirurgischen Mikroskops. Die Ausführungsform hat dieselbe Anordnung wie die sechste Ausführungsform mit der folgenden Ausnahme: die Reflexions-Bild-Displays 209, die Polarisations-Stahlenteiler 212, die Lichtquellen 210 und die Feldlinsen 201' sind unmittelbar im binokularen Linsentubus 2 angeordnet, so daß jeder Polarisations-Strahlenteiler 212 derart angeordnet ist, daß er in den optischen Strahlengang oder aus diesem herausbewegt werden kann, um das Monitor-Bild einzuführen oder zu entfernen, nämlich das Endoskop-Bild 15, in oder aus dem Beobachtungsfeld 14.

Die sechste und die siebte Ausführungsform benötigen nicht die optischen Relais Systeme zum Projizieren der Monitor-Bilder. Deshalb können sie derart gestaltet sein, daß die Reflexions-Flüssigkristalldisplays 209 von geringer Größe und Dicke sind, verglichen mit herkömmlichen Transmissions-Flüssigkristalldisplays. Außerdem kann der binokulare Linsentubus 2 sehr kompakt gehalten werden, was die Bedienungsfreundlichkeit des Mikroskops verbessert.

Achte Ausführungsform

Fig. 18 zeigt die wesentlichen Teile der achten Ausführungsform. Diese Ausführungsform weist dieselbe Anordnung wie die erste auf, ausgenommen dessen, daß eine digitale Mikrospiegelvorrichtung (DMD) als Reflexionsdisplay-Element verwendet wird; es wird Licht von jeder Lichtquelle 210 direkt auf den DMD unter geneigter Richtung projiziert, ohne Verwenden Polarisations-Strahlenteilers 212. Eine zweite Lichtquelle mit einem Diffusor-Element,

bei welchem rotes, grünes und blaues Licht überlagert werden, wird als die einzelne Lichtquelle 210 abgebildet, so daß Licht von jeder Lichtquelle auf die Austrittspupille des Mikroskops projiziert wird.

- 5 In Fig. 18 ist jede Lichtquelle 210 aus drei LEDs 210a aufgebaut, die rotes, grünes und blaues Licht emittieren, ferner aus einer Kondenserlinse 210b, einer Diffusionsplatte 210c und einer Blende 210d. Man sieht ferner Projektionslinsen 225 für Beleuchtungslicht, DMDs 226 und Spiegel 227. Jede DMDs 226 umfaßt eine Mehrzahl von Spiegeln 226a. Diese sind in einer Matrixform (minute matrix form) angeordnet. Diese Elemente sind derart aufgebaut, daß der Neigungswinkel der Spiegel 226a entsprechend einzelnen Pixeln, entsprechend den Bildsignalen verändert werden, wobei die Lichtintensität moduliert wird. Jeder der Spiegel 226a (minute mirrors) ist derart beschaffen, daß sein Winkel sich normalerweise um +/-20° ändert. Fällt das beleuchtende Licht auf die Elemente in geneigter Richtung, so wird das Licht in einer Richtung senkrecht zu den Flächen der Elemente oder in einer völlig anderen Richtung reflektiert. Diese Ein-Aus-Operation wird wiederholt, wobei die Helligkeit eines jeden Elementes moduliert wird. Da die Beleuchtung für jede DMD 226 aus der geneigten Richtung vorgeschen wird, ohne daß der Halbspiegel benötigt wird und da moduliertes Licht des Bildes auch ohne das Erfordernis des Halbspiegels gesehen wird, läßt sich ein helles Bild erzielen.

- 15 Gemäß der achten Ausführungsform wird eine Kolorierung der Endoskop-Bilder wie folgt erreicht: wird rotes Licht emittiert von einer der LEDs 210a für die drei Farben Rot, Grün und Blau, so wird eine Abbildung entsprechend dem Bild des roten Lichtes auf jeder DMD 226 wiedergegeben, gleichzeitig mit der Emission des roten Lichtes. Diese Prozedur wird sodann bezüglich des grünen und des blauen Lichtes ausgeführt. Das Farbbild wird sodann durch eine Nachbildfunktion des Auges erkannt. Werden die LEDs 210a für die drei Farben Rot, Grün und Blau auf die Fläche einer Pupille des Mikroskopes projiziert, so wie sie sind, so ist es unvermeidlich, daß das Flackern und die Unausgewogenheit der Farben des Bildes entstehen, wenn die Position des Auges geringfügig verschoben wird. Um diese Mängel zu verringern, wird Licht der drei Farben überlagert und auf die Diffusorplatte 210c mittels der Kondenserplatte 210b projiziert. Sobald die Kante des projizierten Bildes durch die Blende 210d freigeräumt ist, wird die Diffusorplatte 210c als Sekundär-Lichtquelle verwendet. Von der Sekundär-Lichtquelle herrührendes Licht wird auf die Austrittspupille des Mikroskops über die DMD 226 projiziert. Das Farbbild wird in jedes optische Collimator System 210 durch den Spiegel 227 eingeführt (Fig. 4).

Neunte Ausführungsform

- 30 Die Fig. 19 (a), (b) und (c) zeigen die neunte Ausführungsform des chirurgischen Mikroskops. Dies sind perspektivische Ansichten, die jeden Okulartubus darstellen, der linker Hand und rechter Hand des Mikroskops angeordnet ist, ferner einem Querschnitt hiervon, und schließlich ein Okularbild des chirurgischen Mikroskops. Diese Ausführungsform ist jeder Okulartubus, wie aus Fig. 19 (b) erkennbar, mit einem Gehäuse 2" ausgestattet, in dem die Lichtquelle 210 fest montiert ist, eingeschlossen die LEDs 210a für die drei Farben Rot, Grün und Blau, die Diffusorplatte 210c davor, und die Blende 210d davor, ferner die Kondenserlinse 210', den Polarisations-Strahlenteiler 212, eine Kondenserlinse 228, das Reflektor-Bilddisplay 209 und eine Kondenserlinse 229. Die neunte Ausführungsform ist ferner derart gestaltet, daß das Monitor-Bild, nämlich das Farb-En-

doskop-Bild 16, so wie in Fig. 19 (c) gezeigt, auf das Beobachtungsfeld 14 derart projiziert wird, daß ein Prisma 230 entlang der optischen Achse der Linse 229 verschiebbar ist und dabei in den optischen Strahlengang des Okulars 207 eingeschoben oder aus diesem herausgenommen werden kann. Gemäß dieser Anordnung wird Licht von der Lichtquelle 210 emittiert, nachdem es im Bereich des Polarisations-Strahlenteilers 212 gebündelt wurde, durch den Strahlenteiler 212 hindurchgeschickt, und beleuchtet das Display 209 auf dessen gesamter Fläche, um das Display 209 durch die Kondenserlinse 228 anzustrahlen. Sodann wird das hier aufgenommene Licht, dessen Helligkeit moduliert wurde, reflektiert, und wiederum in einem nahezu afokalen Strahl durch die Kondenserlinse 228 umgewandelt. Nachdem das Licht durch den Polarisations-Strahlenteiler 212 reflektiert wurde, wird es in der Position der Bildebene des Mikroskops durch das Prisma 230 durch die Kondenserlinse 229 abgebildet. Das Lichtquellenbild wird in der Pupillenposition durch das Okular 207 gebildet. Das Lichtquellenbild in der Pupillenposition wird derart gestaltet, daß es größer als der Pupillendurchmesser des Mikroskops und damit der Elektronenabbildung ist, d. h., daß das Endoskop-Bild immer dann beobachtet werden kann, wenn das Mikroskop-Beobachtungsbild gesehen wird.

Sind die Displays, wie oben erwähnt, gemäß der neunten Ausführungsform in den linken und rechten Okularteilen untergebracht, so brauchen die optischen Relais Systeme zum Justieren des interpupillaren Abstandes nicht verwendet zu werden, und die gesamte Konstruktion wird dadurch sehr kompakt. Da eine Einrichtung zum Einführen bzw. Herausnehmen des Prismas 230 in oder aus dem optischen Strahlengang vorgesehen ist, ist es möglich, ein Bild wiederzugeben, dessen Teil entfernt ist, oder das Gesamtbild, oder ein anderes Bild, ohne das Bild wiederzugeben. Prisma 230 läßt sich sodann mittels eines Halbspiegels leicht wieder zurückführen, mit dem das Bild der hinteren Fläche gesehen wird. Wird jede der DMDs, so wie bei der achten Ausführungsform beschrieben, verwendet, so wird der Polarisations-Strahlenteiler 212 überflüssig und man erzielt ein helteres Endoskop-Bild.

Das chirurgische Mikroskop, das in dieser Beschreibung erwähnt ist, kann durch das Stereomikroskop ersetzt werden, da hierbei derselbe Effekt erzielt wird.

Patentansprüche

1. Stereomikroskop zum Beobachten eines Mikroskop-Beobachtungsbildes (15) und eines Monitor-Bildes (16) durch jedes von Okularen (207), die gemeinsam verwendet werden, dadurch gekennzeichnet, daß das Stereomikroskop mit einem Monitor-Bilddisplay System versehen ist, das eine Lichtquelle (210) und Reflexionsdisplays (209) aufweist, so daß jedes Bild der genannten Lichtquelle in der Position der Pupille eines jeden Okulares oder in deren Bereich gebildet wird.
2. Stereomikroskop nach Anspruch 1 dadurch gekennzeichnet, daß jedes Reflexionsdisplay (209) ein ferroelektrisches Flüssigkristall-Reflexionsdisplay ist, das Licht von der Lichtquelle aufnimmt, um dessen Reflexionsintensität zu modulieren.
3. Stereomikroskop nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß jedes Reflexionsdisplay (209) eine digitale Mikrospiegeleinrichtung aufweist.
4. Stereomikroskop nach einem der Ansprüche 1-3, dadurch gekennzeichnet, daß das Stereomikroskop weiterhin mit optischen Abbildungssystemen ausgestattet ist, jedes zum Einbeziehen des Monitor-Bildes

- (16) in das Mikroskop-Beobachtungsbild (15).
5. Stereomikroskop nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquelle einen Licht-emittierenden Teil für drei Primärfarben aufweist, so daß jeweils ein emittiertes Licht der Primärfarben in den Durchmesser der Austrittspupille eines jeden der genannten Okulare eingeschlossen
6. Stereomikroskop nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die genannte Lichtquelle (210) einen Licht-emittierenden Teil für weißes oder monochromatisches Licht hat, so daß vom Licht-emittierenden Teil emittiertes Licht im Durchmesser der Austrittspupille eines jeden Okularen eingeschlossen ist.
7. Stereomikroskop zum Betrachten eines Mikroskop-Beobachtungsbildes (15) und eines Monitor-Bildes (16) durch jedes von Okularen (207), die gemeinsam verwendet werden, dadurch gekennzeichnet, daß das Stereomikroskop mit einer Lichtquelle (210) versehen ist, mit Reflexions-Monitor-Bilddisplays, die sehr hohe elektrische Flüssigkristalle verwenden, die ihrerseits Licht von der Lichtquelle aufnehmen, um eine Reflexionsintensität zu modulieren, optische Relais Systeme zum Übertragen von reflektiertem Licht von den Displays zu Okularteilen, die gemeinsam verwendet werden, und optische Abbildungssysteme, jeweils zum Einschließen des Monitor-Bildes, das von jedem der genannten optischen Relais Systeme übertragen wird, in dem genannten Mikroskop-Beobachtungsbild.
8. Stereomikroskop nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß jedes optische Relais System einen afokalen optischen Strahlengang hat.
9. Stereomikroskop, das es erlaubt, ein mikroskopisches Beobachtungsbild (15) und ein Monitor-Bild (16) durch jedes von Okularen (207) zu betrachten; die gemeinsam verwendet werden, dadurch gekennzeichnet, daß ein Monitor-Bilddisplay System mit einer Lichtquelle (210) und Reflexionsdisplays (209) zum Aufnehmen von Licht aus der genannten Lichtquelle in einem binokularen Linsentubus (2) vorgesehen sind, der die genannten Okulare trägt, so daß jedes der Bilder der Lichtquelle in der Position der Pupille eines jeden Okulars oder in deren Bereich abgebildet wird.
10. Stereomikroskop nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß das Monitor-Bilddisplay System derart aufgebaut ist, daß das Monitor-Bild (16) in das Beobachtungsfeld des genannten Mikroskop-Beobachtungsbildes (15) hinein- oder aus diesem herausbewegbar ist.
11. Stereomikroskop nach Anspruch 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, daß jedes Reflexionsdisplay (209) ein Flüssigkristall-Reflexionsdisplay ist, das Licht von der genannten Lichtquelle auffängt, um dessen Reflexionsintensität zu modulieren.
12. Stereomikroskop nach Anspruch 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, daß jedes der genannten Reflexionsdisplays (209) eine digitale Mikrospiegeleinrichtung umfaßt, die Licht von der genannten Lichtquelle aufnimmt, um dessen Reflexionsintensität zu modulieren.

Hierzu 14 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG. 1

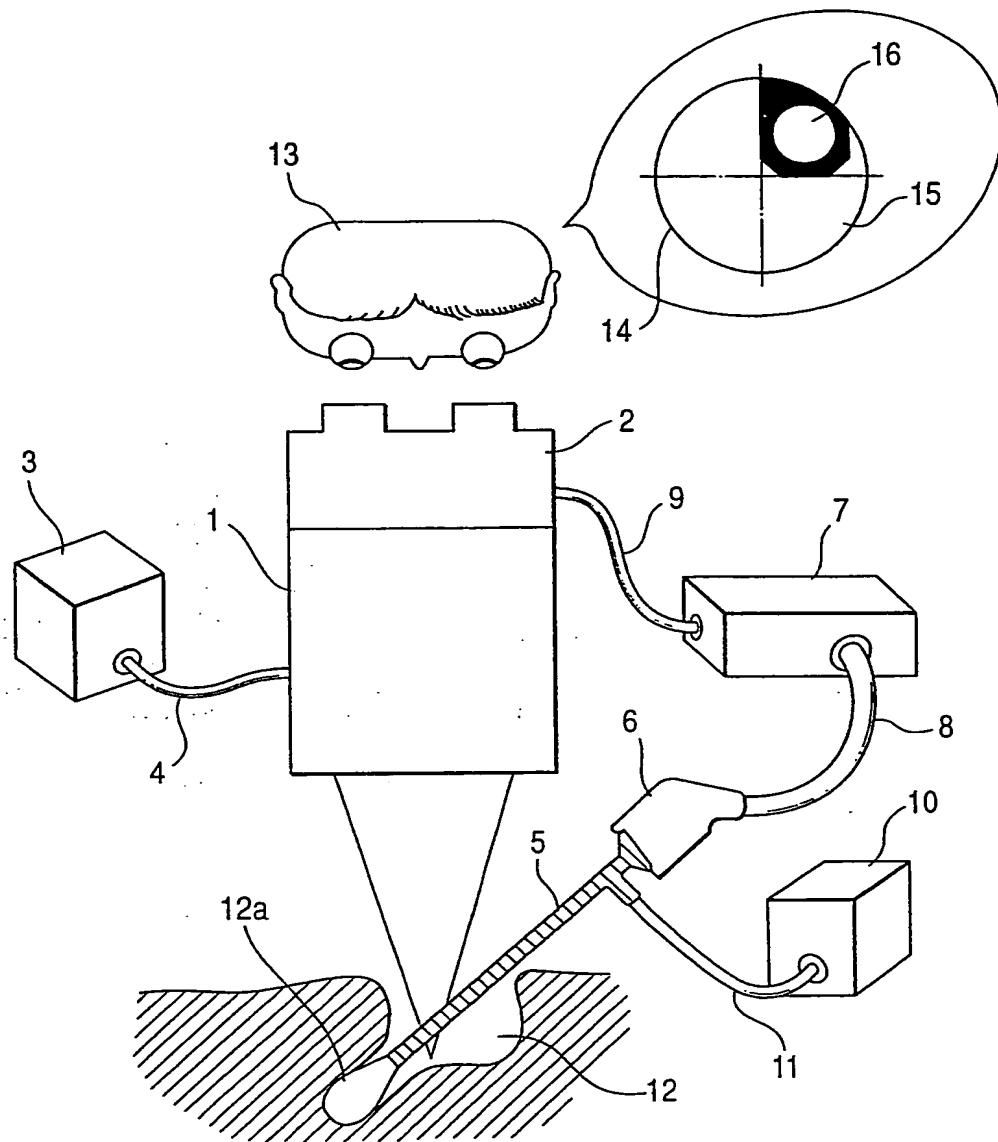


FIG. 2

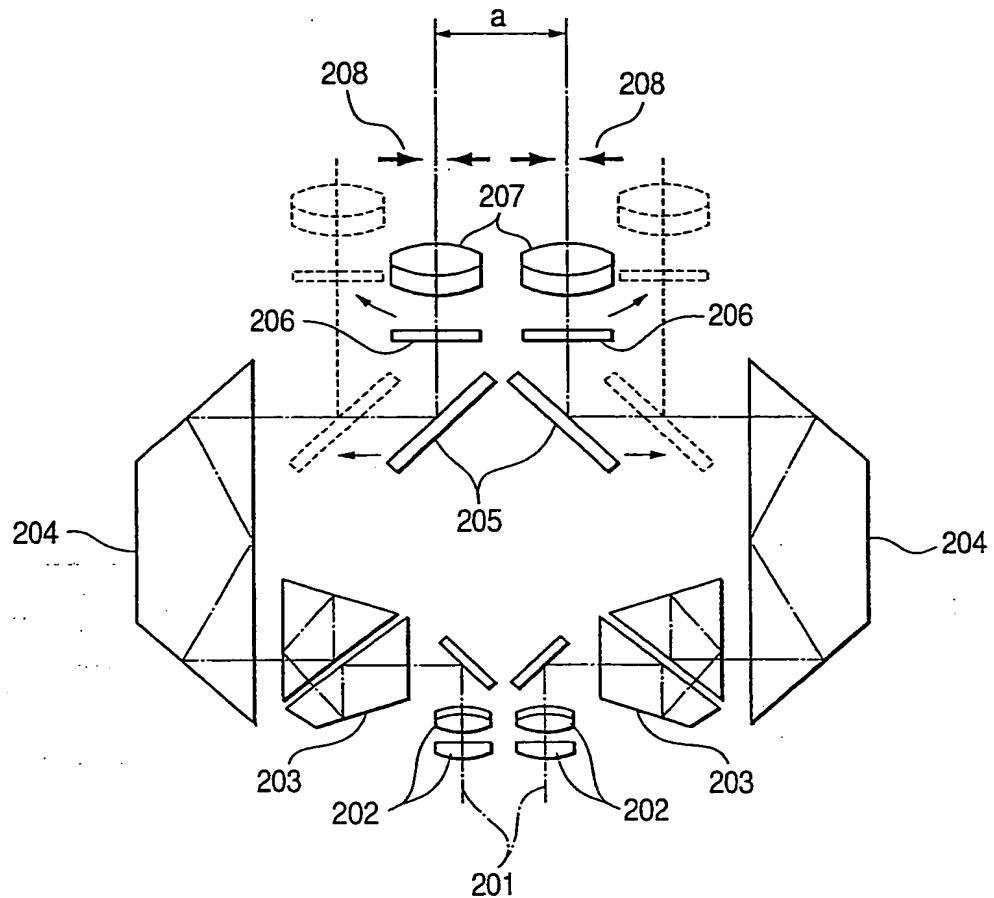


FIG. 3

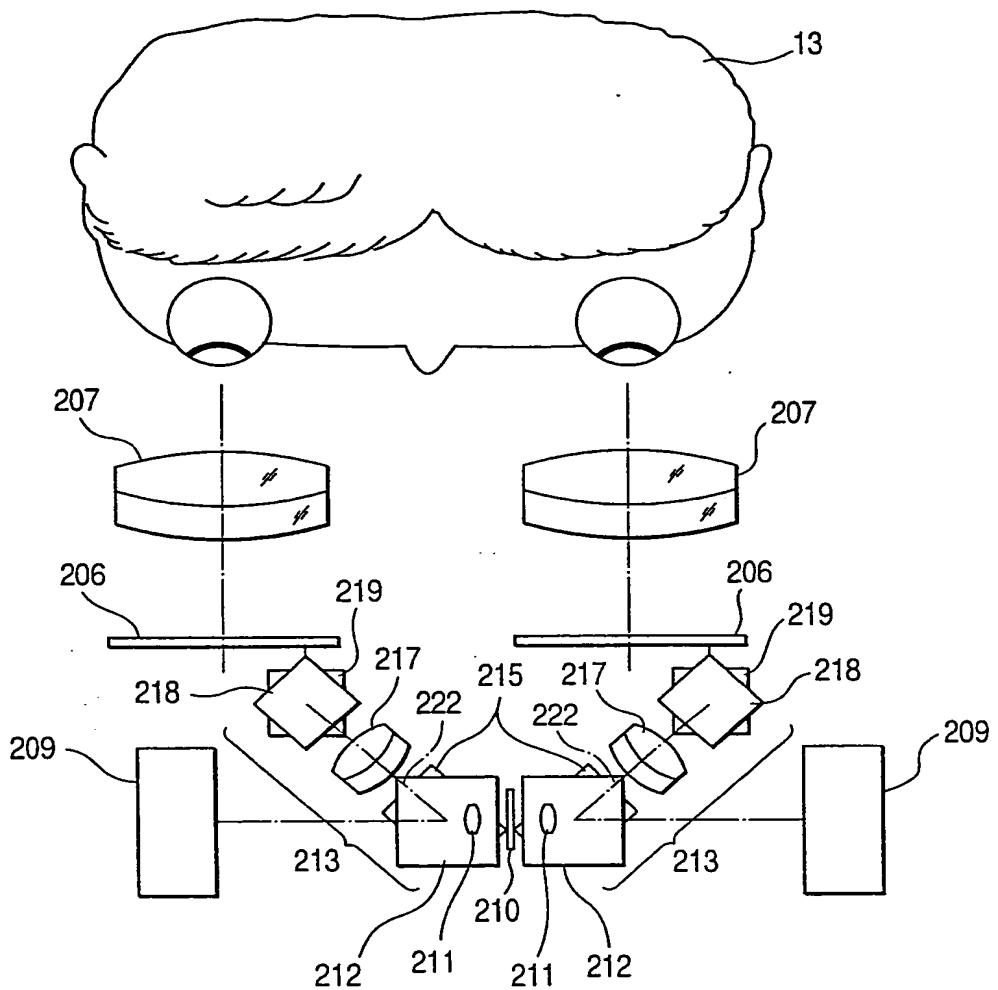


FIG. 4

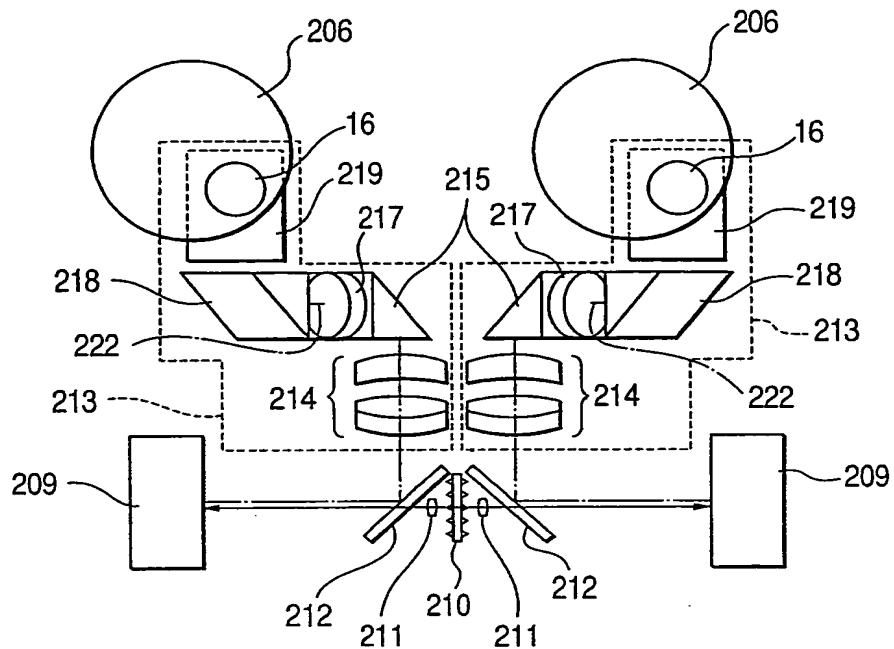


FIG. 5

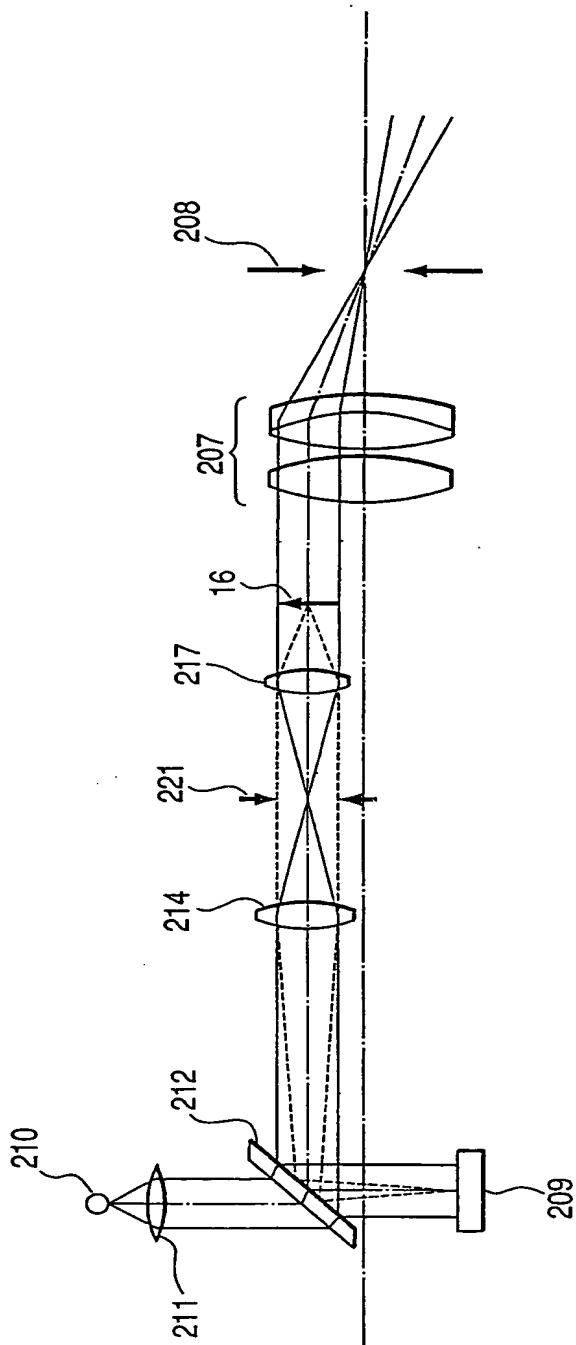


FIG. 6

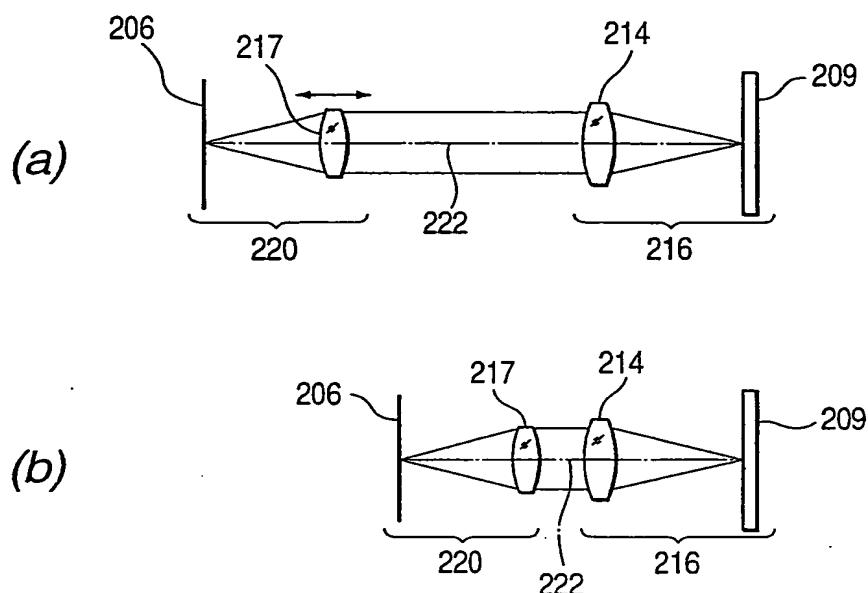


FIG. 7

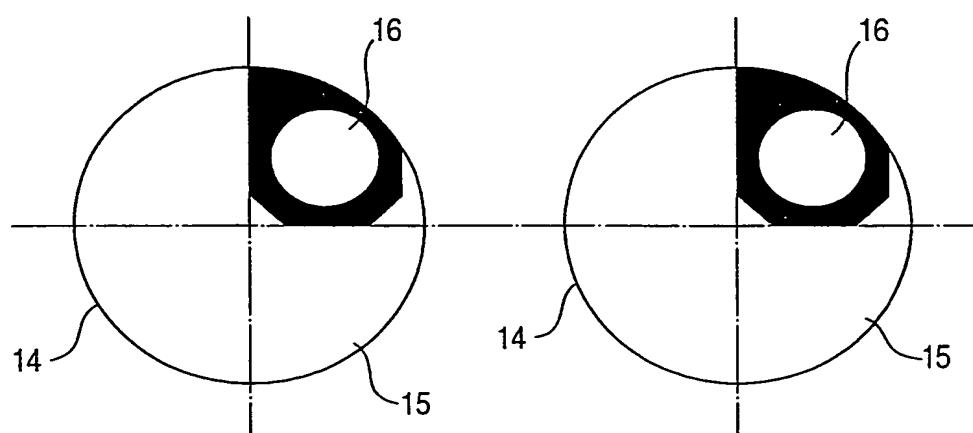


FIG. 8

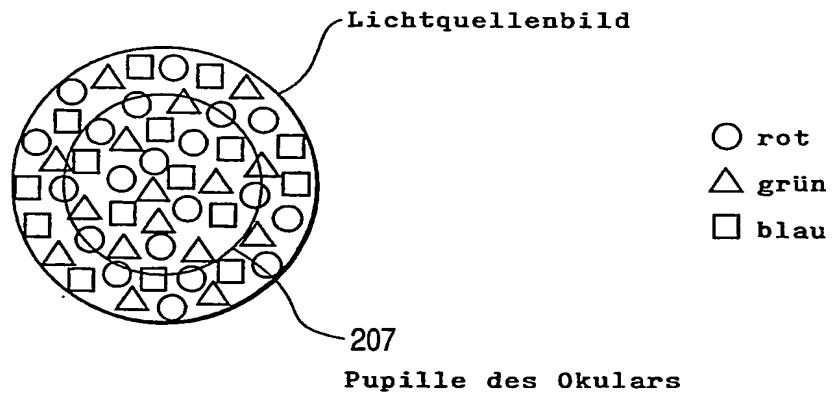


FIG. 9

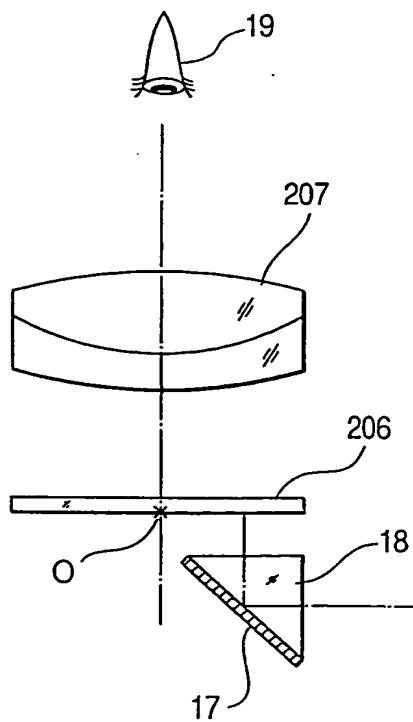


FIG. 10

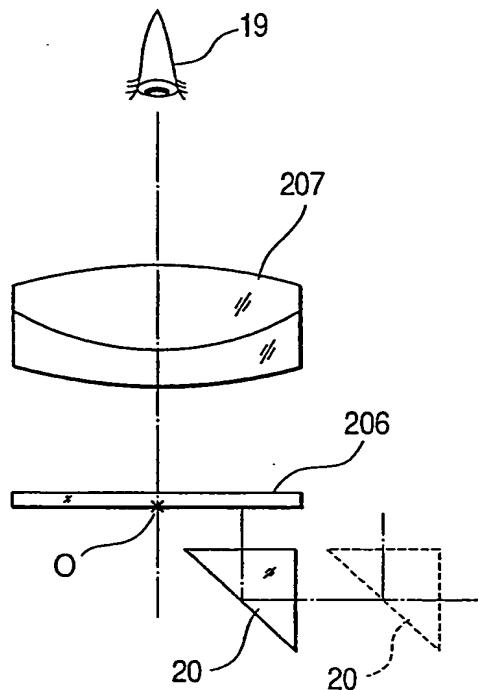


FIG. 11

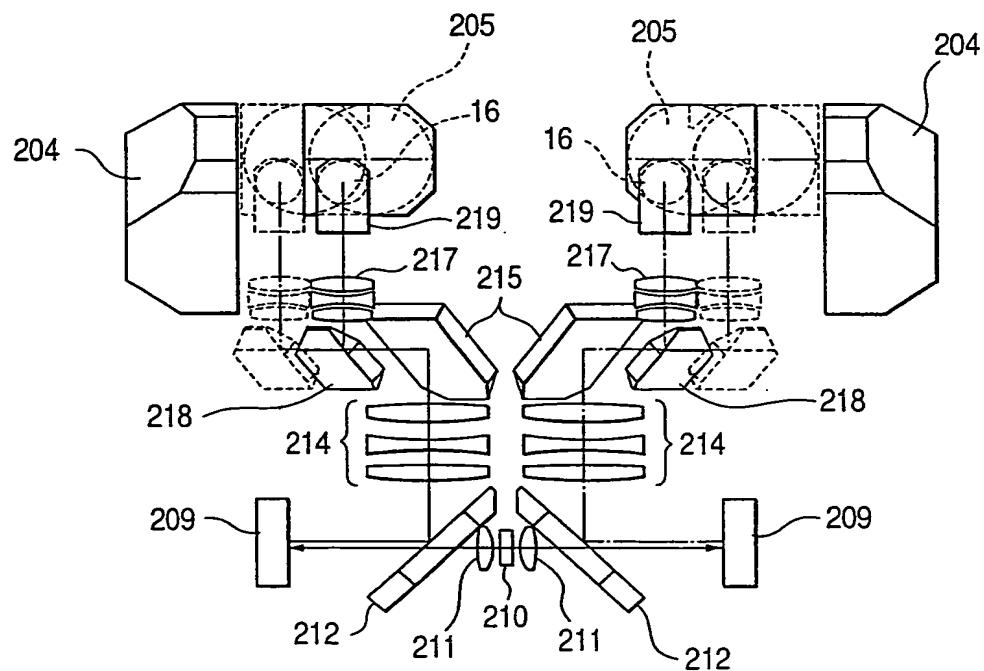


FIG. 12

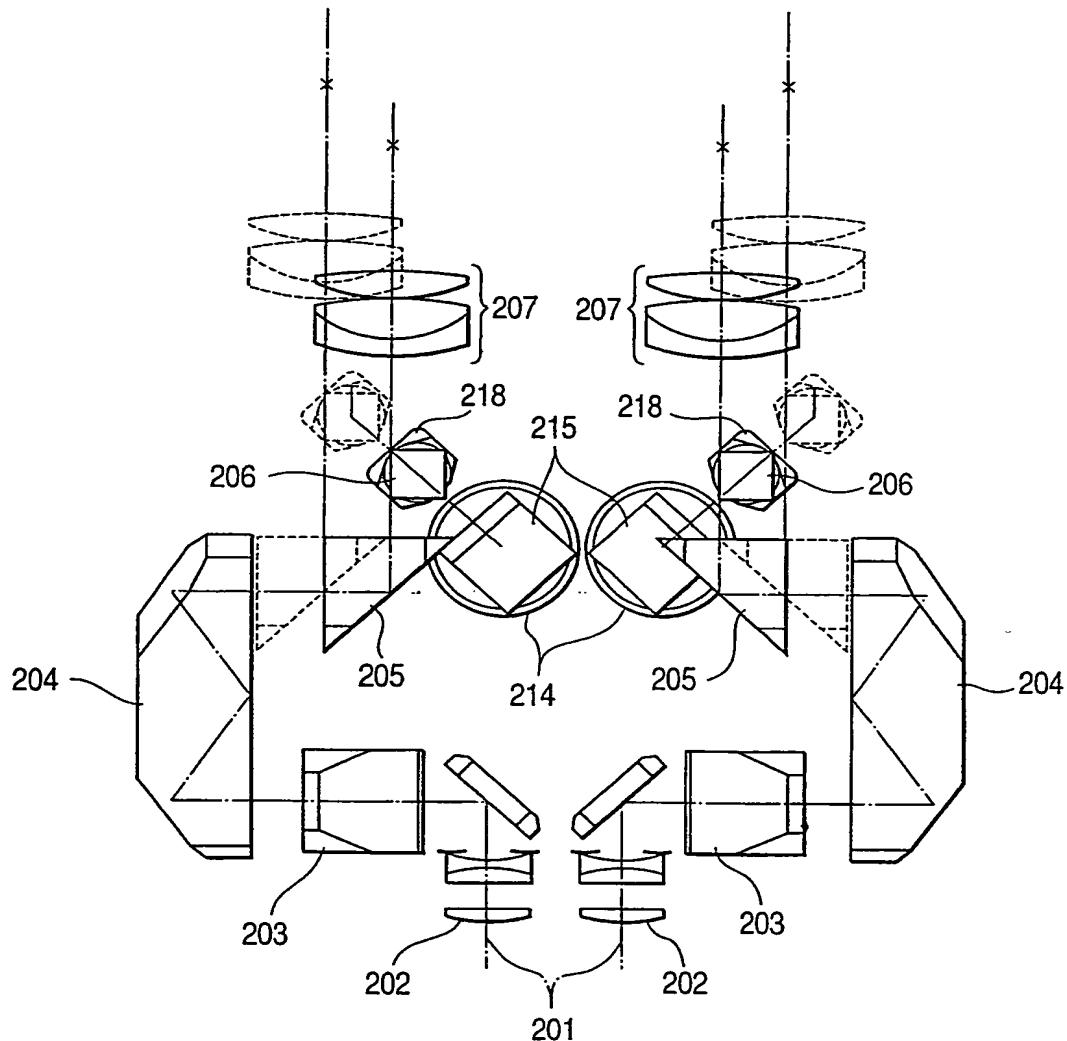


FIG. 13

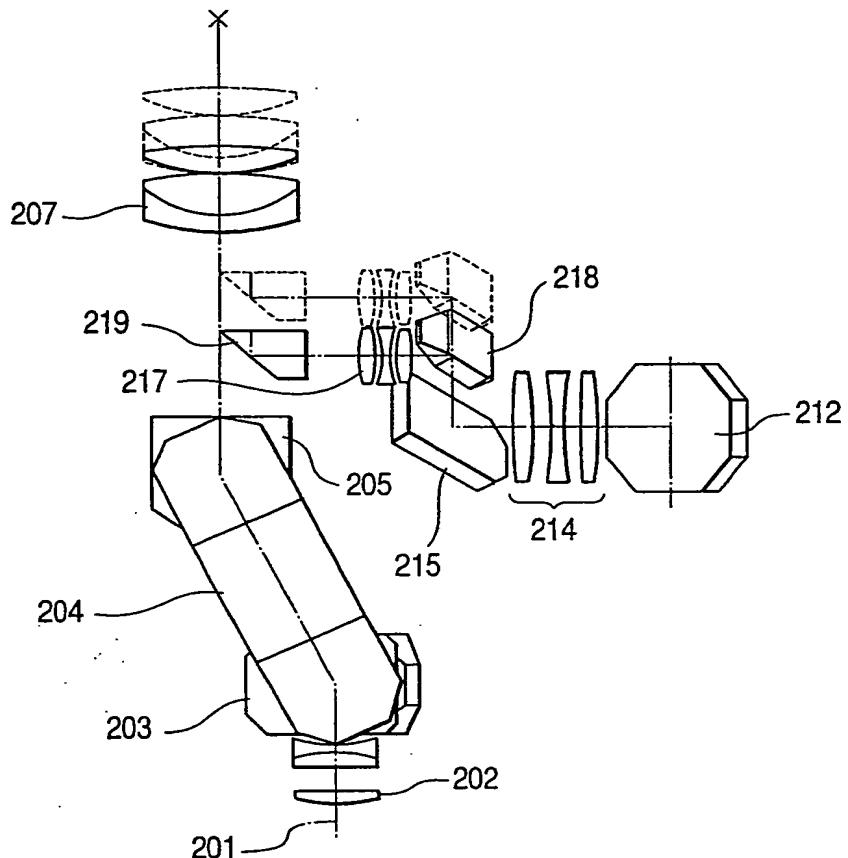


FIG. 14

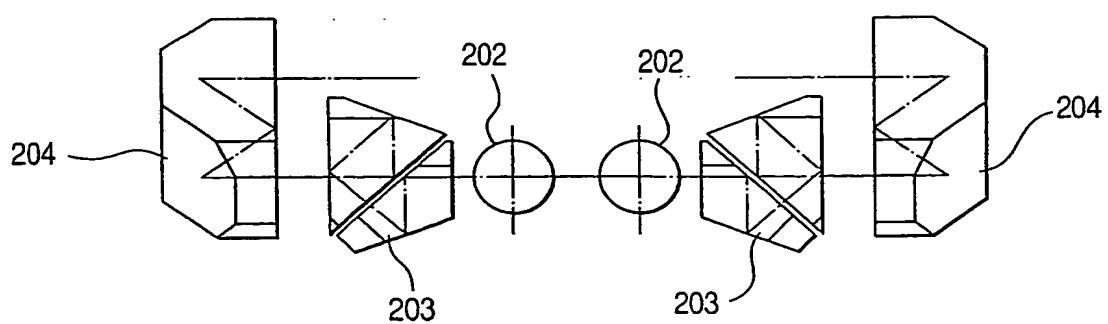


FIG. 15

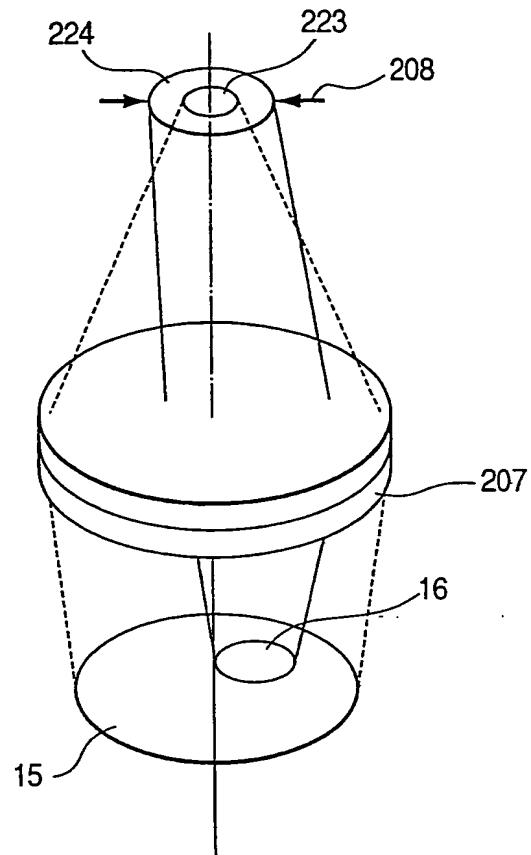


FIG. 16

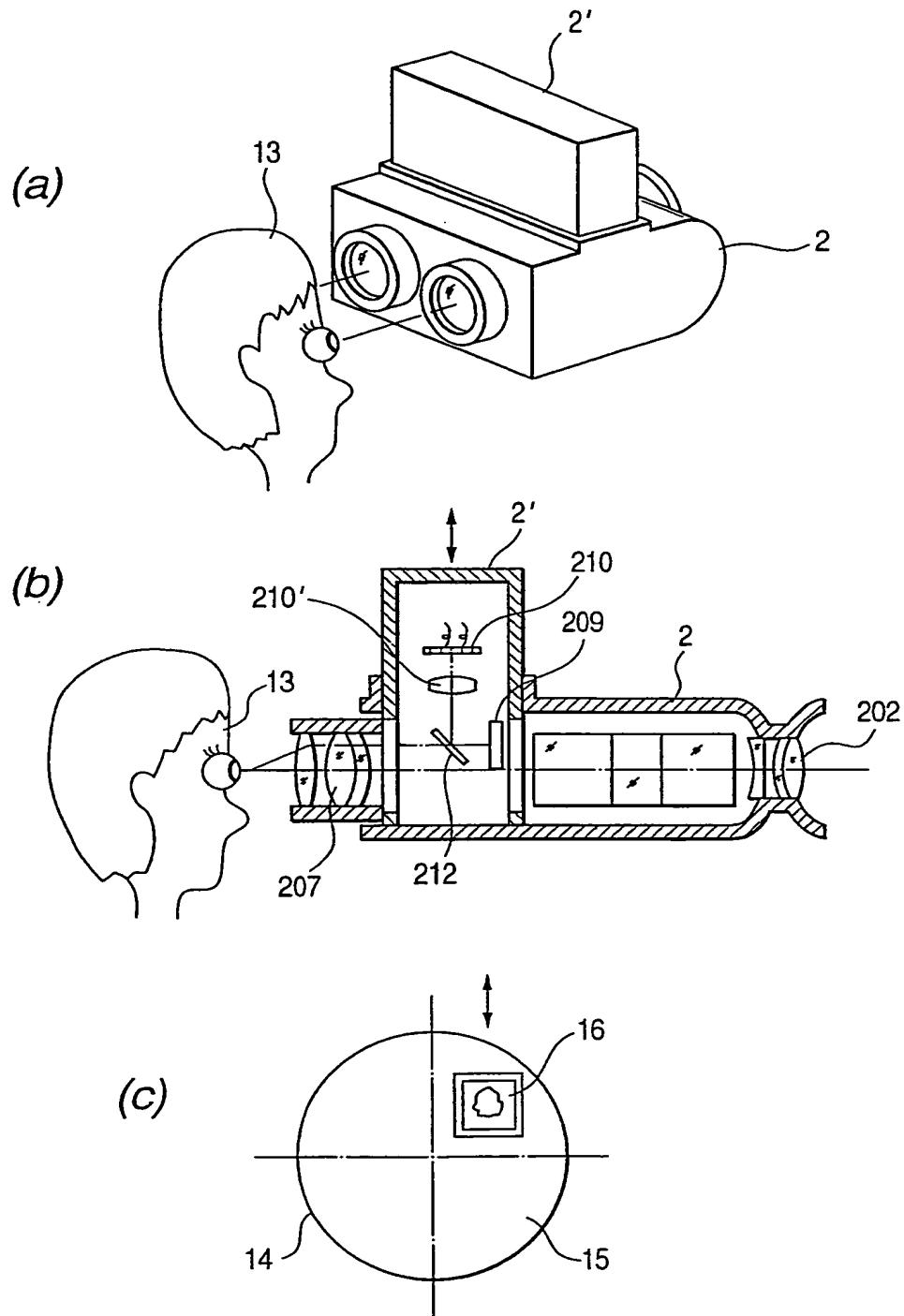


FIG. 17

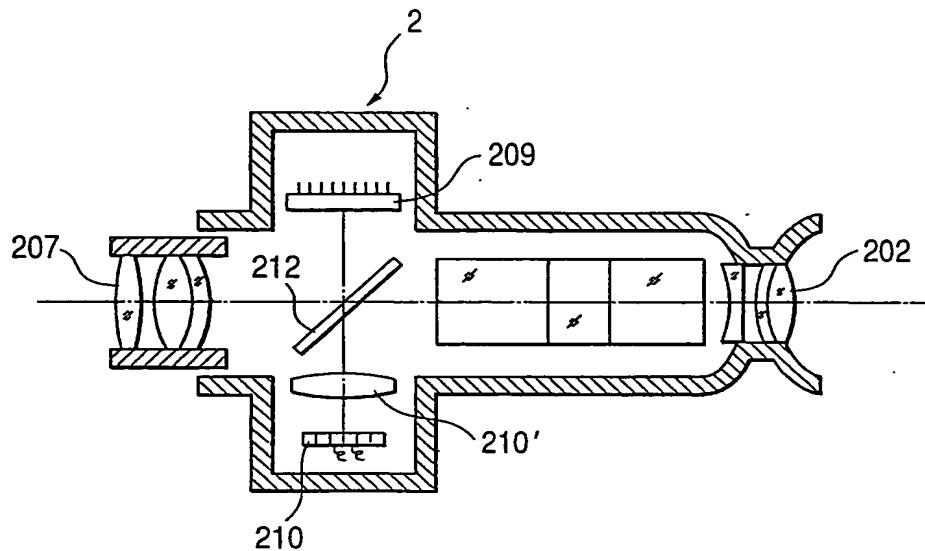
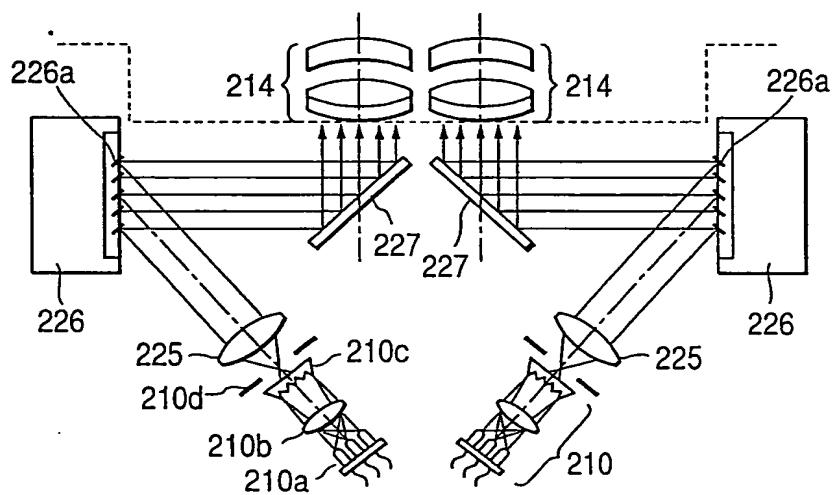


FIG. 18



Nommer:
Int. Cl. 6:
Offenlegungstag:

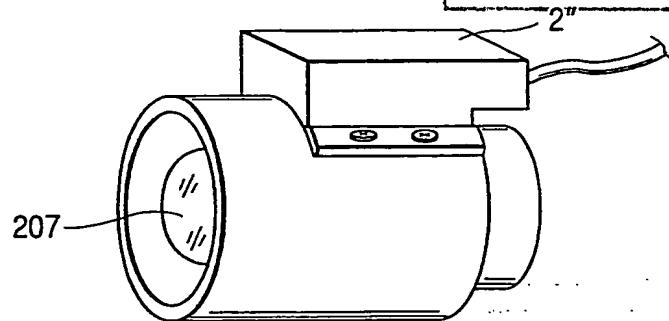
DE 199 01 963 A1
02-04-95
19. August 1999

Referenz-Nr.: 301-888-893
Telefon-Nr.: 030-888-893

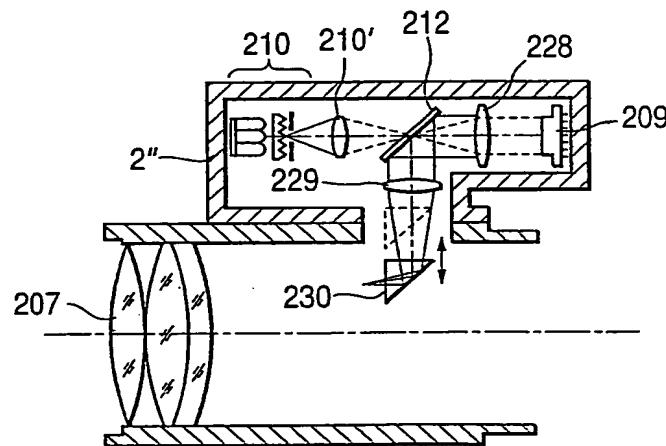
Abbildung: Deckblatt-Nr.
Abbildung: Seite-Nr.

FIG. 19

(a)



(b)



(c)

